

Aus der Klinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. W. Ketterl

**Die Wärmeentwicklung beim
Abbinden des Kunststoffes PALAKAV
in der Pulpa gemessen**

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Würde eines Doktors
der Zahnheilkunde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

1972

vorgelegt von

Hans Gerd Basting

geb. am 9. 8. 1947 in Selters/Ww.

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kiefer-
krankheiten der Johannes Gutenberg - Universität Mainz
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. W. Ketterl

Die Wärmeentwicklung beim
Abbinden des Kunststoffes P A L A K A V
in der Pulpa gemessen

I N A U G U R A L D I S S E R T A T I O N

zur Erlangung der Würde
eines Doktors der Zahnheilkunde
der

HOHEN MEDIZINISCHEN FAKULTÄT DER JOHANNES
GUTENBERG - UNIVERSITÄT MAINZ

1 9 7 2

vorgelegt von

Hans Gerd Basting

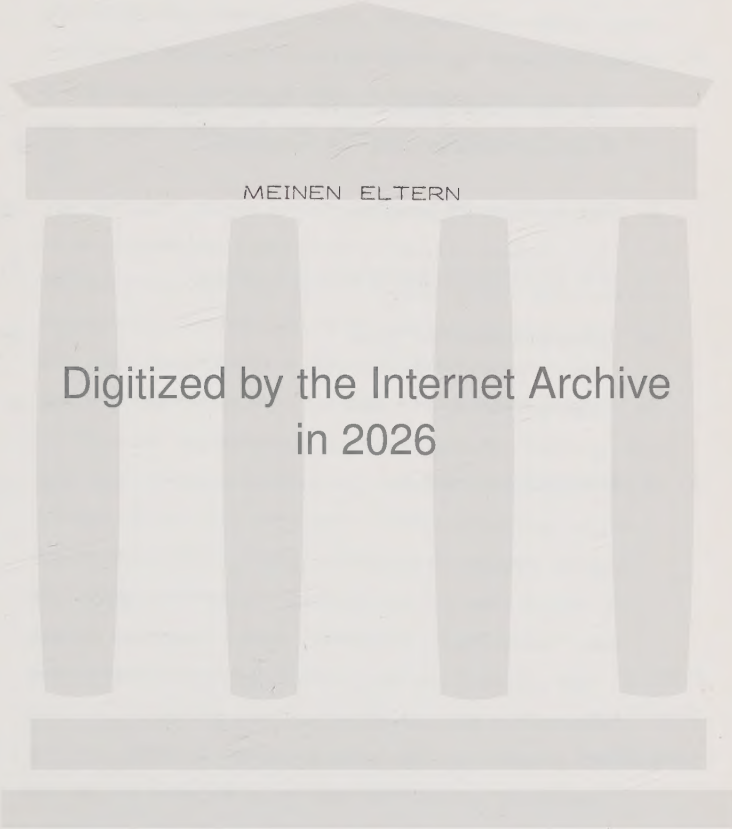
geb. am 9.8.1947 in Selters / Ww.

Fachbereichsdekan: Prof. Dr. Dr. W. Ketterl

Referent: Prof. Dr. Dr. W. Ketterl

Korreferent: Prof. Dr. K. Fuhr





MEINEN ELTERN

Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSÜBERSICHT

A. EINLEITUNG	S. 1
B. HAUPTTEIL	
1. Temperaturentwicklung bei verschiedenen autopolymerisierenden Kunststoffen	S. 3
2. Der Kunststoff Palakav	S. 10
3. Die thermische Belastung der Zähne	S. 13
4. Temperaturen im Zahn	S. 17
5. Eigene Untersuchungen	S. 21
C. ZUSAMMENFASSUNG	S. 40

Anhang

Schrifttum

Lebenslauf

A. EINLEITUNG

In den fünfziger Jahren wurden erstmals Versuche unternommen, die bis dahin ausschließlich verwendeten anorganischen Füllmaterialien durch solche auf organischer Basis zu ersetzen. Doch die verwendeten Polymethacrylate, wie auch die später entwickelten Kunststofffüllmaterialien auf Polyesterbasis genügten den gestellten Anforderungen und Erwartungen nicht. (C. H. Fischer, Straßburg, Knolle) (4)

Vor einigen Jahren entwickelte die Firma Kulzer & Co. einen neuartigen schnellhärtenden Kunststoff, der zunächst unter dem Namen "F I" und später dann weiterentwickelt, als PALAKAV auf den Markt kam. Es handelt sich hierbei um ein Kunststofffüllmaterial auf Polymethacrylatbasis. Masuhara und Mitarbeiter (15) fanden eine Verbindung, die erstmals die Haftung eines Zahnfüllungskunststoffes mit der Zahnhartsubstanz bewirkte. Durch die sogenannte "Pfropfpolymerisation", die in Gegenwart eines borhaltigen Zusatzes abläuft, soll diese chemische Verbindung mit dem Dentin zustande kommen. Unter "Pfropfpolymerisation" versteht man in der makromolekularen Chemie, daß sich neu entstehende Polymerketten als Seitenäste an eine schon vorhandene polymere Grundkette anreihen. So könnte sich die selektive Haftung des Kunststoffes am Dentin erklären. Für eine echte chemische Bindung zwischen Dentineiweiß und Kunststoffmatrix spricht die Tatsache, daß die mit Tri-n-butylboran erreichte Klebefestigkeit sogar zweijährige Wasserlagerung überdauerte.

Es wurden zahlreiche unerläßliche werkstoffkundliche und histologische Untersuchungen angestellt. (Hermann und Viohl (8), Marquard (14), Tan (26) und C. H. Fischer, Knolle und Tan (3).

Auf die bei allen schnellhärtenden autopolymerisierenden Kunststoffen auftretende Reaktionswärme, die eventuell zu einer thermischen Schädigung der Pulpa führen könnte, wurde von Stüben und Koeck (24) nur kurz hingewiesen. Deshalb sollen in meiner Arbeit die Temperaturverhältnisse im Pulpenkavum beim Abbinden des Kunststoffes näher betrachtet werden.

B. HAUPTTEIL

1. Temperaturentwicklung beim Abbinden verschiedener autopolymerisierender Kunststoffe.

a) Die Reaktionswärme

Laut abc Chemie (7) ist die Reaktionswärme die Wärme, die bei einer chemischen Reaktion frei oder verbraucht wird. Sie wird meist auf den Umsatz von einem Mol bezogen, die sogenannte molare Reaktionswärme. Bei jeder chemischen Reaktion ändert sich die innere Energie oder Enthalpie der beteiligten Stoffe. Bei endothermen Reaktionen wird die Reaktionswärme positiv (das System erwärmt sich, die Umgebung verliert Wärme), bei der exothermen Reaktion negativ (das System verliert Wärme, die Umgebung erwärmt sich).

b) Die Kunststoffe: Swedon, Palavit, Dentafile, Hesacryl.

Beim Polymerisationsvorgang, einer exothermen Reaktion, werden beträchtliche Wärmemengen frei. Nach Houwink (10) beträgt die Wärmemenge etwa 15 - 30 kcal/Mol, was etwa 0,15 - 0,30 kcal pro Gramm des monomeren Methacrylsäuremethylesters entspricht. Da bei den schnellhärtenden Kunststoffen meist ein Mischungsverhältnis (Monomer - Polymer) von 1 : 1,5 und 1 : 2 besteht, liegt die durchschnittliche Wärmeentwicklung beim Polymerisationsvorgang etwa zwischen 75 und 90 cal pro Gramm der polymerisierenden Mischung.

In einer mittelgroßen Kavität, die etwa 50 - 100 mg des polymerisierenden Kunststoffes faßt, würden also bei einem Mischungsverhältnis Monomer zu Polymer wie 1 : 1,5, etwa 4,5 - 9 cal/g Wärme frei werden. Das heißt, daß sich die Reaktionswärme bei der Verdoppelung der Monomenmenge auch verdoppeln muß. Spreter von Kreudenstein (21) geht in seinen Versuchen näher auf die beim Abbinden von Kunststoffen entstehende Reaktionswärme ein.

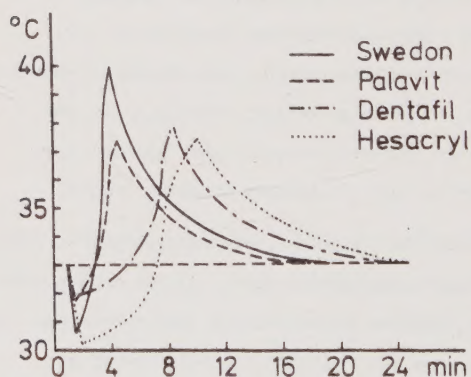


Abb. 1

Ablauf der Reaktionstemperatur bei verschiedenen Präparaten. Menge jeweils 107 cmm. Mischungsverhältnis: Swedon = 500 cmm : 500 mg. Palavit = 350 cmm : 600 mg. Dentafil = 375 cmm : 500 mg. Hesacryl = 400 cmm : 600 mg.
(Th. Spreter von Kreudenstein "Zahnheilkunde in Einzeldarstellungen")

In einer genormten Kavität wurde mittels eines Thermoelements die Temperatur am Boden der Kavität gemessen (Abb. 1).

Der Einfluß des Mischungsverhältnisses auf die Temperaturkurve läßt sich bei allen Präparaten erkennen. Je monomerreicher die Mischung, desto höher ist der Kulminationspunkt, der meistens später erreicht wird, als bei den monomerärmeren Mischungen. Allerdings spielt bei den Kunststoffen Swedon, Dentafile und Palavit noch die sich ändernde Katalysatorkonzentration eine Rolle.

Spreiter von Kreudenstein (21) stellte weiter fest, daß die Beziehung zwischen Temperaturanstieg und Polymerisationsprozeß dadurch gekennzeichnet ist, daß die polymerisierende Mischung im Augenblick der Höchsttemperatur den zur ersten Bearbeitung nötigen Härtegrad besitzt.

c) Die Kunststoffe: Kadon und Replica

Bei den von Wolcott, Pfaffenberger und Schoonover (27) untersuchten Kunststoffen Kadon und Replica kam es zu anderen Ergebnissen. Sie nahmen 200 cmm Kunststoff, soviel wie man zur Herstellung einer großen Mantelkrone benötigt; dabei kam es bei der Verwendung von Kadon zu Temperaturen bis 100°C in der Nähe des Dentins. Die Temperatur im Pulpenkavum stieg im gleichen Versuch bei einer Dentindicke von 2 mm bis auf 56°C .

Kunststoff- präparat	Mischungsverhältnis Flüssigkeit : Pulver	Maximale Temperaturerhöhung am Boden der Kavität		
		von 33° C auf:	um:	erreicht nach:
Swedon	400 cmm : 500 mg	39,0° C (+ 0,4)	6,0° C	3 1/2 Minuten
	500 cmm : 500 mg	40,0° C (+ 0,5)	7,0° C	4 Minuten
	600 cmm : 500 mg	41,5° C (+ 0,6)	8,5° C	4 1/2 Minuten
Palavit	250 cmm : 600 mg	36,6° C (+ 0,4)	3,6° C	4 Minuten
	350 cmm : 600 mg	37,4° C (+ 0,6)	4,4° C	4 1/2 Minuten
	450 cmm : 600 mg	37,6° C (+ 0,7)	4,6° C	5 Minuten
Dentafile	300 cmm : 500 mg	37,6° C (+ 0,6)	4,6° C	8 Minuten
	375 cmm : 500 mg	37,9° C (+ 0,3)	4,9° C	8 1/2 Minuten
	450 cmm : 500 mg	38,4° C (+ 0,7)	5,4° C	10 Minuten
Hesacryl	400 cmm : 600 mg	37,5° C (+ 0,9)	4,5° C	10 Minuten

Tab. 1

Temperatur beim Anrühren der Kunststoffmischung = 20° C

Temperatur der Probekavität = konstant 33° C

Rauminhalt der Probekavität = Menge der geprüften Kunststoffmischung = 107 cmm.

(Th. Spreader von Kreudenstein "Zahnheilkunde in Einzeldarstellungen")

Bei kleineren Kunststoffmengen lag die Temperaturerhöhung im Bereich der Gewebsverträglichkeit (Abb. 2).

Im Gegensatz zu Spreter von Kreudenstein (21) stellen Wolcott und Mitarbeiter (27) weiter fest, daß der Temperaturhöhepunkt umso höher liegt, je früher er erreicht wird.

Sweeney (zitiert aus Wolcott) (27) weist darauf hin, daß ein geringer Wasserzusatz zur polymerisierenden Mischung den Prozeß der Polymerisation beschleunigt und die Erhärtungszeit abkürzt. Bei Wolcott und Mitarbeitern (27) zeigte sich, daß bei einem Zusatz von 1 % destilliertem Wasser zur monomeren Flüssigkeit der Anstieg beschleunigt und der Kulminationspunkt beträchtlich erhöht war (Abb. 3).

d) Der Kunststoff Cadurit

Das Füllungsmaterial Cadurit, ebenfalls ein Autopolymerisat, auf Methacrylsäurebasis, wurde von Pantke (16) auf seine Temperaturerhöhung hin untersucht.

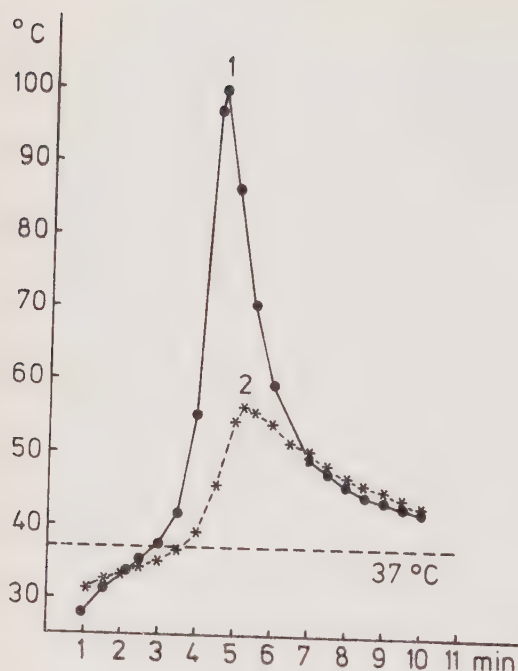


Abb. 2

Temperaturentwicklung im Pulpenkavum beim Abbinden einer großen Mantelkrone aus Kadon (200 mm^3). Kurve 1 zeigt die Hitzeentwicklung im Kunststoff, Kurve 2 die Temperaturentwicklung im Pulpenkavum bei einer Dentindicke von 2 mm. (R.B. Wolcott, C. Pfaffenberger und J.L. Schoonover "Americ. Dental Ass. 42" (1951))

Es ergab sich bei einer Messung am Pulpenkammerdach eine maximale Temperatur von $37,9^{\circ}\text{C}$.

Derselbe Versuch mit Unterfüllung ergab ein Maximum von nur $37,5^{\circ}\text{C}$. Leider wurde die Versuchsanordnung nicht beschrieben, so daß ein Vergleich kaum möglich erscheint.

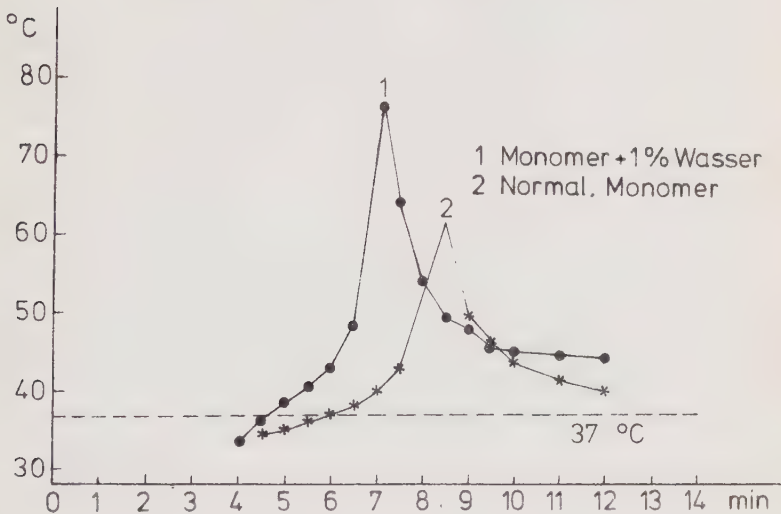


Abb. 3

Auswirkung auf die Temperaturhöhe
bei Zusatz von 1 % destilliertem Wasser.
(R.B. Wolcott, C. Pfaffenberger und J.L.
Schoonover "J.Americ. Dental Ass. 42 (1951)"

- e) Die Kunststoffe: Paladur, Repal, Subiton u. Prodentil, Körber beschäftigte sich mit den Autopolymerisaten Paladur, Prodentil, Repal und Subiton. Die hierbei auftretenden Temperaturmaxima lagen zwischen 85°C - 95°C . Durch Änderung des Mischungsverhältnisses konnte die Temperaturhöhe im Falle Prodentil um 20°C gesenkt werden. Eine Temperaturniedrigung kam auch zustande dadurch, daß der Würfel des Autopolymerisates Repal (Volumen 1 cm^3), der in seinem Zentrum ein Hitze-maximum von 86°C entwickelte, in einer Schicht von 2 mm Höhe ausgebreitet, nur mehr 37°C erreichte.

Die zuletzt genannten Autopolimerisate Paladur, Prodentil, Repal und Subiton sind insofern nicht relevant, da sie fast nur für prothetische Zwecke Verwendung finden und außerdem bei den Versuchen in Mengen von 1 cm^3 und mehr verwandt wurden, die für eine Füllung nicht in Frage kommen.

2. Der Kunststoff PALAKAV

Mit der Reaktionswärme setzten sich auch Stüben und Koeck (24) auseinander. Sie untersuchten den vom Autor verwendeten Kunststoff Palakav, den Silicatzement Syntrex und die Füllmaterialien Addent 12 und Palavit. Mittels einer Thermocoax-Sonde wurden die am Kavitätenboden in einer 4 mm tiefen Kavität auftretenden Temperaturen gemessen. So kam es bei der Applikation der bei Zimmertemperatur angemischten Füllmaterialien in die fast körperwarme Kavität zunächst zu einem Temperaturabfall. Wenig später folgte

ein Temperaturanstieg, der den Ausgangswert überschritt, aber bei den einzelnen Materialien recht unterschiedlich war (Abb. 4).

- a : Palavit
- b : Palakav
- c : Addent 12
- d : Syntrex

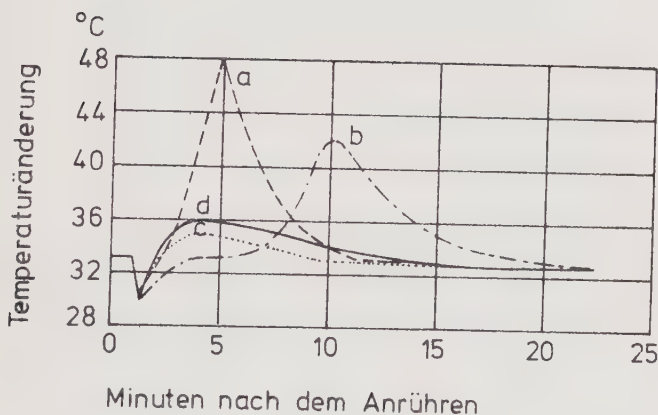


Abb. 4

Ablauf der Reaktionstemperatur am Kavitätenboden bei verschiedenen Füllmaterialien. Füllmenge jeweils 144 mm³. Anrührtemperatur 20°C.

(Stüben, J.u.B. Koeck "Dtsch. zahnärztl.Z. 25 (1970)"

Der geringste Temperaturunterschied lag bei Addent vor, ein etwas größerer beim Silikatzement. Beide Temperaturkurven hatten ihren Kulminationspunkt bereits 4 Minuten nach Mischbeginn durchlaufen.

Der schnellhärtende Kunststoff Palavit löste durch seine Reaktionswärme den größten Temperaturanstieg aus. Er erwärmte den Kavitätenboden bis auf 48°C .

Bei der ebenso großen Palakavfüllung war der Temperaturanstieg wesentlich geringer, das Maximum lag bei $41,5^{\circ}\text{C}$. Weil der Füllungskunststoff Palakav langsamer polymerisiert und etwa zur Hälfte aus anorganischen Bestandteilen besteht, dürfte der im Vergleich zum Palavit geringere Anstieg zu erklären sein.

Die Reaktionswärme beim Abbilden von Palakav hängt nicht nur vom Volumen, sondern auch vom Mischungsverhältnis Pulver - Flüssigkeit ab. Bei der Mischung eines bestimmten Quantums Pulver mit reichlich Flüssigkeit kam es im Vergleich mit einer trockener angerührten Mischung zu einer Erhöhung der Temperatur um 2°C , sowie einer gleichzeitigen Verzögerung im Reaktionsablauf. Der Höhepunkt wurde erst 2 Minuten später erreicht.

Ebenso wie Spreter von Kreudenstein (21) (Swedon, Hesacryl etc.), halten auch Stüben und Koeck (24) die bei Palakav auftretenden Temperaturerhöhungen im Dentin für unschädlich. Selbst eine Temperaturerhöhung von 10°C dürfte die Pulpa nicht schädigen, da bei dem Abformen von Kavitäten mit Gußwachs wesentlich höhere Temperaturen auftreten.

3. Die thermische Belastung der Zähne

a) Durch den Genuß heißer Speisen

Es sind nicht die künstlichen Füllungsmaterialien, Unterfütterungskunststoffe oder ähnliches, sondern die durch die moderne Technik in verstärktem Maße zunehmende Kühlung bzw. Erhitzung unserer Nahrungsmittel, die unsere Zähne täglich belasten.

So spricht Rheder (18) in diesem Zusammenhang von einem "Abgebrühtsein" der meisten Menschen und beschreibt das Krankheitsbild einer "Brühgastritis" und "Brühstomatitis" als Folge zu heißen Essens und Trinkens. Suppen, Tee und Kaffee werden heute mit Temperaturen bis zu 84°C serviert und getrunken. Andererseits werden Kaltgetränke mit 5°C oder Speiseeis mit 7° bis 12°C zu sich genommen.

Es entstehen also bei der Nahrungsaufnahme Temperaturspannen von $80^{\circ} - 95^{\circ}\text{C}$, wobei die Temperaturmaxima bzw. -minima sehr abrupt einander abwechseln können, beispielsweise beim Trinken eines Glases kalten Bieres zur warmen Mahlzeit. Rheder (17) meint, daß durch den dauernden Temperaturwechsel Schädigungen an den Zähnen oder sogar am Zahnhalteapparat durch Wärmeableitung von der Zahnkrone zur Wurzeloberfläche entstehen können. Ähnlich beschuldigt Helmcke (zitiert aus Gräff) (6) die starken "Wärmedifferenzen" als mögliche Ursache einer Umkristallisation des Hydroxylapatits und einer damit verbundenen Zerfallsneigung.

Gräf (6) stellte Messungen an, bei denen er Patienten ein Thermoelement in den Schmelz einiger Zähne einfügte, die er dann extremen Reizen aussetzte. Die Versuche zeigten, daß bei Einverleibungstemperaturen von 75°C (heiße Suppe) die Frontzahntemperatur im Schmelz (Schmelzdicke 0,5 mm) nur auf knapp 40°C , bei Prämolaren auf $+45^{\circ}\text{C}$ stieg. Nach Untersuchungen von Knorr und Gräf (zitiert aus Gräf) (6) über die Temperaturen, mit denen heiße Getränke von 80°C bis 70°C beim Schlürfen an der Frontzahnreihe ankommen, bewegen sich die Werte im Bereich zwischen 49°C und 45°C . Das heißt, daß heiße Flüssigkeiten beim Schlürfen eine ziemliche Abkühlung erfahren, so daß der geringe Temperaturanstieg im Schmelz nicht verwunderlich erscheint. Gräf (6) ist überzeugt, daß Schädigungen der Zahnhartsubstanz, der Pulpa oder Parodontium, bei Mahlzeiten mit starken Temperaturextremen nicht zu erwarten seien.

b) Durch Schleifen und Bohren

Mit der Temperaturentwicklung im Innern des Zahnes beim Schleifvorgang haben sich Autoren wie Schubert (20), Jesserich und Hoffmann (9) befaßt. So gibt Schubert (20) beim Beschleifen der Reißzähne von Hunden eine Temperaturerhöhung von $8,5^{\circ}\text{C}$ an, während Jesserich

(zitiert aus Schubert) (9) Anstiege von 12°C fand. Mit 25°C Temperaturerhöhung bei der Präparation von unteren Schneidezähnen wurde bei Hofmann (9) ein Maximum verzeichnet. Die für eine Pulpenschädigung kritische Temperatur von 50°C in der Pulpa wurde bei den bearbeiteten Molaren nicht, bei den oberen Schneidezähnen gerade erreicht.

Auf die histologischen Veränderungen der Pulpa gingen besonders die Amerikaner Lefkowitz (13), Swerdloff (25) und Bernier (2) ein. Nach ihren Untersuchungen beschränkten sich die durch die Hitzeentwicklung beim Bohren und Schleifen auftretenden Gewebsveränderungen in der Regel auf die koronalen Anteile des Zahnmarks. So wurden in der Nähe der Präparationsstelle hämorrhagische Bezirke und eine sero-fibrinöse Durchtränkung des umgebenden Pulpengewebes festgestellt. Die Odontoplastenzone war teilweise zerstört oder zeigte Vakuolenbildung. Die Gefäße waren stark erweitert und gestaut. Die Zähne, die erst nach einem Zeitraum von mehreren Tagen extrahiert worden waren, zeigten stärkere Veränderungen. In einigen Fällen wurden Abszeßbildungen im Bereich des Pulpendaches und teilweise auch Nekrosen der obersten Anteile der Pulpenhörner gefunden. Eine Nekrose des gesamten Zahnmarks konnte jedoch nie festgestellt werden. Entscheidend für die Gewebsveränderungen waren aber letztlich nicht die am Boden der Kavität, sondern die während der Präparation im Pulpengewebe selbst entstandenen Temperaturen. Sie sollten 50°C nicht überschreiten.

c) Temperaturschmerz und Wärmeleitung

An extrahierten Schneidezähnen wurden von Hensel und Mann (7) über eine der Zahnoberfläche angepaßte Kontaktplatte aus Silber genau definierte Temperaturreize gesetzt. Gleichzeitig wurde dann mittels eines Thermoelements der Temperaturablauf im Inneren des Zahnes registriert. Neben der Bestimmung der Temperaturleitzahl, die mit $0,0018 \text{ cm}^2 \text{ sec}^{-1}$ angegeben wurde, galt es, die Schmerzgrenze festzustellen. Dies wurde erreicht dadurch, daß mit derselben Reizanordnung an Schneidezähnen von Versuchspersonen Temperaturreize gesetzt wurden. Zu ersten Schmerzempfindungen kam es bei einer Temperaturerhöhung von $0,6^\circ \text{ C}$ in der Pulpa, wobei die an der Schmelz-Dentingrenze gemessene Temperatur $47,7^\circ \text{ C}$ betrug. Heftige Schmerzen entstanden bei einer Erhöhung der Temperatur in der Pulpa von $3,3^\circ \text{ C}$ bzw. $56,2^\circ \text{ C}$ an der Schmelz-Dentingrenze. Hensel und Mann (7) halten es für sehr unwahrscheinlich, daß die geringen Temperaturveränderungen von $0,6^\circ \text{ C}$ die Schmerzen verursachen. Außerdem wurde bei Versuchen mit 10° C erhöhter Reiztemperatur nach zwei Minuten eine Temperaturerhöhung von $2,4^\circ \text{ C}$ erreicht, ohne daß eine Schmerzempfindung auftrat. Daraus schlossen sie, daß bei äußeren Temperaturreizen die erste Schmerzempfindung nicht erst in der Pulpa, sondern bereits im Dentin ausgelöst wurde, während erst bei längerer Reizeinwirkung und extremen Reiztem-

peraturen in zunehmendem Maße auch die Pulpa beteiligt war.

4. Temperaturen im Zahn

a) Allgemeine Betrachtung

Durch die Einführung der Bohrmaschinen mit Luftturbinenantrieb und die Verwendung von autopolymerisierenden Kunststoffen ist die Temperaturmessung im Zahn von besonderer Wichtigkeit. Durch die Grauzität der Zähne und besonders deren Hohlräume bedarf es feinsten Meßinstrumente, die trotz ihrer Kleinheit exakte Meßdaten liefern. Auf der Suche nach einem solchen Meßgeber bot sich das Thermoelement an.

b) Messungen mittels Thermoelement

Bei der Temperaturmessung mit Thermoelementen nutzt man die Tatsache aus, daß zwei thermoelektrisch verschiedenartige, an einem Ende verlötete oder verschweißte Drähte an ihren freien Enden, der sogenannten Vergleichsstelle, eine Thermospannung abgeben, die von der Differenz der Temperatur an der Löt- oder Schweißstelle und der Temperatur an der Vergleichsstelle abhängt.

Bei dem in der Betriebstechnik am häufigsten verwendeten Meßgeber besteht der eigentliche Meßgeber aus dem Thermopaar Eisen-Konstantan, NiCr-Ni oder PtRh-Pt. Dabei ist jeweils der erstgenannte Metalldraht der Pluschenkel.

Die Meß- oder Regelgröße wird am Meßort mit einem geeigneten Meßgeber, dem Thermoelement, erfaßt. Das Meßsignal gelangt vom Meßort über die Meßleitung zum Ort der Meßwertverarbeitung. Die Meßwertverarbeitung geschieht in Drehspul- oder Kreuzspulmeßwerken, in Punkt- oder Linienschreibern, in Regeleinrichtungen oder aber insbesondere bei einer Meßwertfernübertragung in geeigneten Meßumformern z.B. Kompensations-Meßverstärkern (Joens) (11). Stüben (22) weist im besonderen bei Temperaturmessungen in Zähnen auf verschiedene Faktoren hin, die das Meßergebnis beeinflussen können. So liegen z.B. oft die durch das Thermoelement registrierten Temperaturen weit unter den tatsächlich vorhandenen Temperaturerhöhungen, wenn das Element in dem Zahn mit einem Material verankert wird, das nur eine geringe Wärme- und Temperaturleitfähigkeit besitzt. Zu hohe Temperaturen können andererseits durch die Leitfähigkeit des Verankerungsmaterials der Meßsonde entstehen. Es darf die Wärmeausbreitung in dem Gewebe durch die eingelegte Meßsonde nicht gestört werden. Um das zu erreichen, muß das Sondenmaterial mit dem Hartgewebe weitgehend übereinstimmen. Versuche ergaben, daß der Wärmeverlust größer wird, je dicker die verwendeten Drähte sind. Daraus folgt, daß wir, um den Verlust an Wärmeenergie möglichst klein zu halten, bei der Temperaturmessung im Zahn nur Thermoelemente aus dünnsten Drähten nehmen.

Liegt das Thermoelement in einem luftgekühlten Bohrloch, so mißt die Thermosonde zu geringe Temperaturen, denn die Luft besitzt eine so geringe Wärmeleitzahl, daß die wahre Temperatur des Dentins zur zögernd dem Thermoelement mitgeteilt werden kann. (Abb. 5)

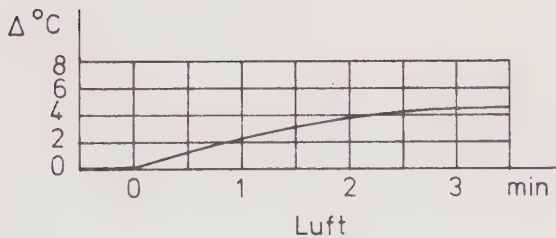


Abb. 5

Temperaturmessung bei Füllung
des Bohrloches mit Luft.

(Stüben "Dtsch. zahnärztl. Z. 16 (1961)"

Bei der Verankerung des Thermoelements mit Plastemail, einem Füllungswerkstoff, der in seiner Wärme- und Temperaturleitzahl den Daten des Dentins weitgehend entspricht, werden wir die dem wahren Temperaturablauf am nächsten kommende Temperaturkurve erhalten. (Abb. 6)

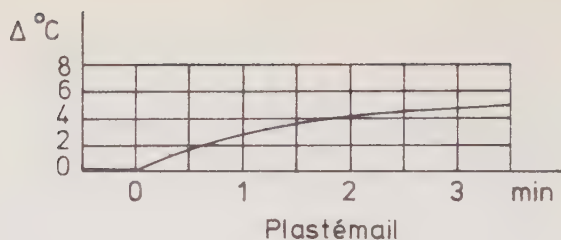


Abb. 6

Temperaturmessung bei Füllung
des Bohrloches mit Plastemail.
(Stüben "Dtsch. zahnärztl. Z. 16 (1961)"

Das Thermoelement sollte möglichst aus Eisen-Konstantan aufgebaut sein, da die relativ geringe Leitfähigkeit dem sehr schlechten Wärmeleitvermögen des Dentins entspricht, das trotz des unterschiedlichen Wassergehaltes auch dem des Schmelzes gleichkommt.

Stüben (23) ermittelte einen Wärmeleitwert von:

$$1,87 \left(\pm 0,12 \right) \cdot 10^3 \frac{\text{cal}}{\text{cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{grad}}$$

Über die optimale Lage der Thermosonde kommen Richter und Stüben (19) zu der Erkenntnis, daß sie am besten senkrecht zur Temperaturenbreitung liegt.

5. Eigene Untersuchungen

a) Allgemeine Bemerkungen

Nachdem Masuhara und Groß (15) werkstoffkundliche Untersuchungen über das neuartige Kunststofffüllungsmaterial anstellten, das zunächst unter den Namen F 1 in einigen Kliniken getestet wurde, stellte die Firma Kulzer & Co. GmbH., Bad Homburg, anlässlich der Internationalen Dentalschau in Köln - im Jahre 1968 - dieses neue Füllungsmaterial unter dem Namen PALAKAV vor. Zur weiteren Erforschung dieses Kunststoffes soll die hier vorliegende Arbeit einen Beitrag leisten.

b) Dosierungs- und Verarbeitungsvorschriften

Der Kunststoff Palakav, ein Methacrylat, enthält als anorganisches Füllmaterial Glas.

Die Autopolymerisation erfolgt durch ein borhaltiges Katalysatorensystem.

Das Kaltpolymerisat, das aus Pulver (Polymer), Flüssigkeit (Monomer) und einer Katalysatorenpaste besteht, wird von der Firma Kulzer & Co. mit einem Meßlöffel für das Pulver und einer Pipette für die Flüssigkeit geliefert. Ohne den Zusatz der Katalysatorenpaste härtet der Kunststoff nicht aus, auch die Pulpenunschädlichkeit ist nicht gesichert. Sie ist Träger der Polymerisation und sorgt gleichzeitig für die Haftung an der Zahnhartsubstanz.

Das Pulver ist die mineralische Grundlage der Füllung und gibt die nötige Härte. Die Flüssigkeit bildet die Kunststoffmatrix und gibt der Füllung Zähigkeit und Kantfestigkeit.

Neuerdings gibt die Firma Kulzer & Co. den Kunststoff Palakav auch in Kapselform heraus. Da Menge und Mischungsverhältnis sowie Mischungsdauer hierbei fast immer konstant sind, wurde diese Art der Zubereitung gewählt. Laut Gebrauchsanweisung ist Palakav besonders geeignet für Füllungen im Frontzahnbereich. Im Seitenzahnbereich richtet sich die Indikation nach Lage und Ausdehnung der Kavität.

Verarbeitungsrichtlinien:

Palakav kann nur in der flüssigen Phase mit dem Kollagen reagieren und dadurch am Dentin haften. Die Applikation muß daher in flüssiger Form erfolgen. Die Kapsel wird in der Kapselpresse zusammengedrückt und der Druck ca. 5 Sekunden belassen. Die gedrückte Kapsel wird daraufhin 10 Sekunden in einem handelsüblichen Mischgerät geschüttelt. Vor dem Abziehen des Kapseldeckels muß die Kapsel kurz aufgestoßen werden, damit sich der flüssige Inhalt im Unterteil sammelt.

Die Kavität soll vor dem Füllen sauber, speichelfrei und trocken sein. Zur Applikation von Palakav dient am besten ein Kugelinstrument oder ein kleiner Spatel. Um Lufteinflüsse zu vermeiden, sollen zunächst Kavitätenwände und -boden vom Rande her allseitig benetzt werden. Das Auffüllen der Kavität erfolgt in kleinen Portionen. Wenn die fließfähige Phase beendet ist, darf Palakav bis zur völligen Aushärtung nicht berührt oder modelliert werden. Das Trockenhalten muß über die gesamte Aushärtungszeit von 7 Minuten gesichert sein. Die Nachbearbeitung der erhärteten Palakavfüllung erfolgt bei mäßiger Tourenzahl ohne Hitzeentwicklung mit Finierern, Sandpapierstreifen und -scheiben.

c) Versuchsanordnung

Um das Thema: "Messung der Wärmeentwicklung beim Abbinden von Palakav mittels Thermoelement in der Pulpa" ausführlich zu behandeln, wurden folgende Forderungen aufgestellt:

- 1.) Die Schaffung einer genormten Kavität, das heißt gleicher Durchmesser und gleich dicke Dentinschicht zwischen der Decke des Pulpenkavums und dem Boden der Kavität. Jeweils 10 Zähne mit 1 mm Dentindicke und weitere 10 Zähne mit 0,5 mm Dentindicke.

- 2.) Füllung der Kavitäten mit der jeweils gleichen Menge Kunststoff, der immer das gleiche Mischungsverhältnis und Menge haben soll.
- 3.) Messung der Abbinde temperatur durch ein in einen Wurzelkanal eingeführtes und mit der Spitze an der Decke des Pulpenkavums unter der Kavität liegendes Thermoelement.
- 4.) Nachahmung des Mundmilieus unter der Berücksichtigung, daß ein Einbringen des unter normaler Zimmertemperatur angerührten Kunststoffes Palakav möglich ist, ohne daß die Temperatur, die den Zahn umgibt, absinkt.
- 5.) Herstellung einer Kontrollgruppe von Zähnen, bei denen die Wärmeentwicklung während des Abbindevorgangs im Kunststoff selbst gemessen wird.

ad. 1

Die Kavitäten wurden mit einem umgekehrten Kegelbohrer Nr. 12, der einen Durchmesser von 3 mm hat, in extrahierte Molaren, welche in 0,9 %iger Kochsalzlösung aufbewahrt wurden, präpariert. Um die immer gleiche Dentschicht von 1 mm bzw. 0,5 mm zu bekommen, waren zahlreiche Vorversuche nötig.

Zuerst wurde der Zahn geröntgt, um von einem genau festgelegten Punkt auf der Zahnoberfläche die Entfernung zur Decke des Pulpenkavums festzustellen. Ein Maßstab, der sich in der Zahnebene befand, half Verzerungen und Ungenauigkeiten zu vermeiden (Abb. 7)



Abb. 7

Röntgenbild des extrahierten Molaren mit Maßstab.

Somit war eine annähernd genaue Messung des Abstandes zum Pulpenkavum möglich. Ein markierter Bohrer (umgekehrter Kegelbohrer Nr. 12) gestattete es, nun die Kavität so tief zu gestalten, wie es vorher auf dem Röntgenbild ausgemessen wurde.

Die von jedem Zahn angefertigten Kontrollaufnahmen -wieder mit Maßstab- zeigten oft erst nach mehreren Wiederholungen und Korrekturen den gewünschten Erfolg. Leider war es manchmal wegen der nicht einheitlichen Form des Pulpenkavums sehr schwierig, den genauen Abstand zu finden. (Abb. 8)



Abb. 8

Röntgenkontrollaufnahme der fertigen Kavität mit einer Dentindicke von 1 mm.

ad 2

Um eine immer gleichmäßige Mischung und Menge des Kunststofffüllmaterials zu haben, wurde anstatt des "normalen Palakavs" die Kapselform desselben Materials verwendet, die das umständliche und ungenaue Anmischen erübrigte. Im übrigen wurde genau nach den Gebrauchsvorschriften der Firma Kulzer & Co. gearbeitet. Die Menge einer Kapsel

beträgt 100 mg Flüssigkeit und 265 mg Pulver, wobei ein Rest von 10 mg Flüssigkeit im Behälter verbleibt.

Daraus ergibt sich ein Mischungsverhältnis von 1 : 2,9. Für die Füllung wurde jeweils der gesamte Inhalt der Kapsel von 355 mg verwendet.

ad 3

Um das Thermoelement in das Pulpenkavum einführen zu können, mußte eine Wurzel gekürzt werden und der Wurzelka. al mit einer feinen Diamantenspitze erweitert werden (Abb. 9)



Abb. 9

Querschnitt durch den präparierten und abgefüllten Zahn mit eingeführtem Thermoelement.

Die Eichung erfolgte durch Eintauchen der Thermosonde in Wasserbehälter mit verschiedenen Wassertemperaturen, die durch ein Thermometer kontrolliert wurden.

ad 4

Im Gegensatz zu Fuhr (5), der auch vor dem Problem der Schaffung von mundmilieuähnlichen Bedingungen stand und sie mit Hilfe einer kontinuierlich erhitzten Silberplatte gelöst hat, wurde stattdessen ein Klimaschrank der Firma Heraeus verwendet.

Die zur Einführung eines Thermometers gedachte Öffnung an der Oberseite des Schrankes, die eine direkte Verbindung zum Schrankinnern darstellt, wurde mit einer Stentsplatte verschlossen, in der zwei Öffnungen verblieben.

In die eine wurde der mit dem Thermoelement versehene Zahn, in die andere ein normales Thermometer gesteckt. Von dem eingeführten Zahn ragte jetzt nur noch die Krone heraus. Die Wurzeln steckten im Klimaschrank, welcher eine Temperatur von 37°C Wärme aufwies, die durch das neben dem Zahn befindliche Thermometer, das ebenso weit wie die Wurzeln in den Schrank hineinragte, kontrolliert wurde. (Abb. 10)

Somit waren die Verhältnisse ähnlich der im Mund beim Füllen eines Zahnes. Die Wurzeln liegen in einer Temperatur von ungefähr 37°C , während die Zahnkrone mit der Kavität im geöffneten Mund der Zimmertemperatur ausgesetzt ist.

Eine unvermeidliche Fehlerquelle bei der Anwendung der Ergebnisse auf die tatsächlichen Verhältnisse im Mund liegt darin, daß in der vitalen Pulpa zweifellos eine gewisse Ableitung

der bei dem Abbindevorgang entstehenden Wärme stattfindet. Die in der Pulpa zirkulierende Blutmenge dürfte aber so gering sein, daß dieser Faktor ohne große Bedeutung bleibt (Fuhr) (5).

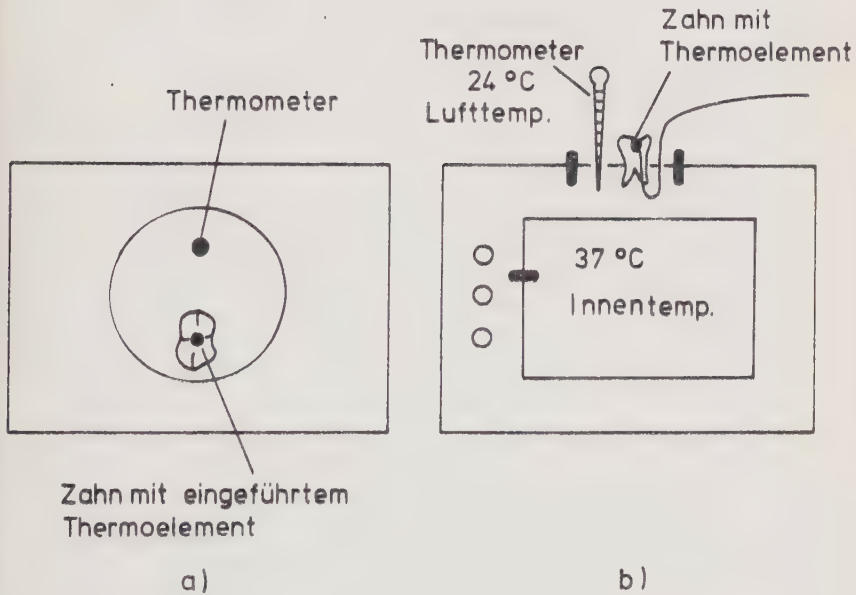


Abb. 10

- a) Aufsicht auf den Klimaschrank mit eingeführtem Zahn und Thermometer.
- b) Dieselbe Skizze von der Seite gesehen.

ad 5

Bei den Versuchen, den Abbindevorgang bei Zimmertemperatur in vitro aufzuzeichnen, ergaben sich Werte bis nur etwa 34°C . Daraufhin wurde versucht, dieselben Bedingungen wie bei den Versuchen mit 1 mm bzw. 0,5 mm Dentindicke zu schaffen. Da ein Klimaschrank nicht mehr zur Verfügung stand, wurden die acht Zähne, aus denen die Füllungen wieder entfernt wurden, im Wasserbad von 37°C erneut abgefüllt. Das Thermoelement lag diesmal auf dem Boden der Kavität. Bei allen Versuchen wurde ein Thermoelement verwendet, das unter der Bezeichnung CA 35/500 von der Firma Philips Elektronik, Hamburg, vertrieben wird. Das Thermopaar Chromel/Alumel hat einen Durchmesser von 0,5 mm. Die Grundwertreihe verläuft annähernd linear. Da ein hochohmiger Kompensationsschreiber, Typ Servogor, verwendet wurde, spielte der Eigenwiderstand des Thermoelementes keine praktische Rolle.

- d) Die Versuchsergebnisse und deren statistische Auswertung
- Mit Hilfe des Kompensationsschreibers wurde für jeden Zahn der drei Versuchsreihen (A) Dentindicke 0,5 mm, (B) Dentindicke 1 mm und (C) direkte Messung im Kunststoff eine Temperaturkurve in Abhängigkeit von der Zeit aufgenommen.

In jeweils halbinütigen Abständen wurden die entsprechenden Zahlenwerte der Temperaturkurven entnommen und sind in der Tabelle (1) im Anhang wiedergegeben. Die graphische Darstellung der Temperaturmittelwerte pro Halbminute erfolgte in Abbildung 11.

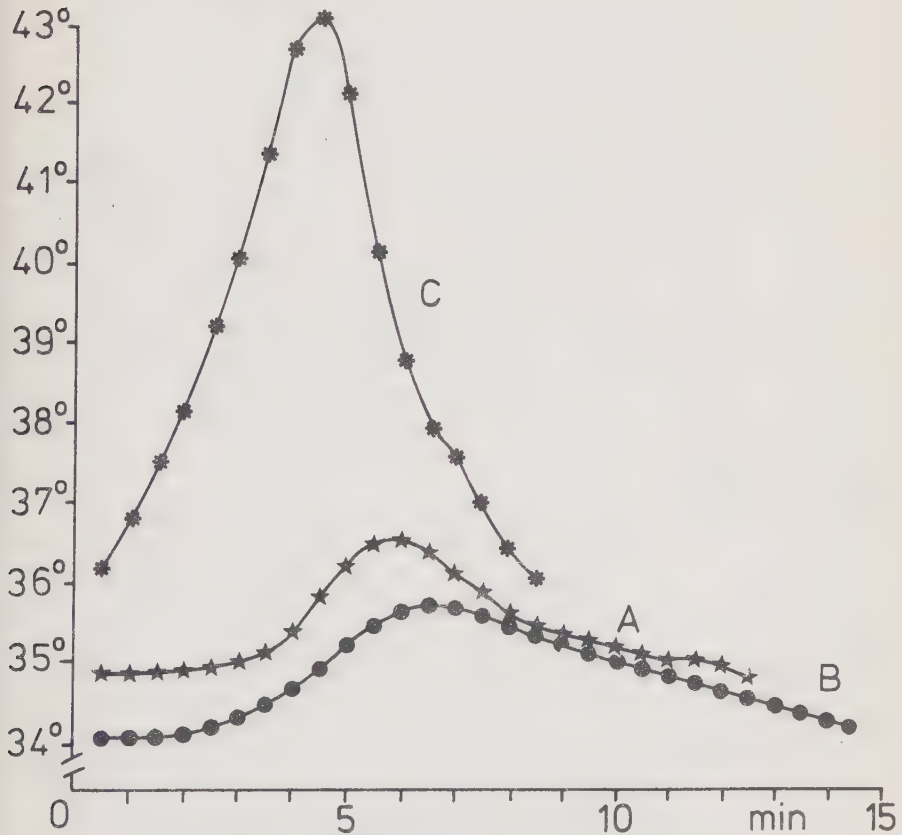


Abb. 11

Kurven der Mittelwerte im halbinütigen Abstand, B = 1 mm Dentindicke, A = 0,5 mm Dentindicke, C = im Kunststoff direkt.

Die wichtigsten Meßgrößen – wie die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Temperaturerhöhung, das absolute Temperaturmaximum in $^{\circ}\text{C}$, die zeitliche Länge des Temperaturmaximums und die Gesamtdauer des Abbindevorgangs – sind für jeden Zahn in den Tabellen (2, 3, 4) wiedergegeben. Außerdem enthalten sie für jede Gruppe die Mittelwerte und deren Standardabweichungen.

Zahn Nr.	Dentindicke in mm	Zeit in Min. bis z. Max.	Zeit in Min. b-Erreich.d. Ausgangstemp.	Temperat. erhöhng. Max. $^{\circ}\text{C}$	Absolute maxim. Temperat.	Länge d. max. Plateaus in Sek.
01	0,5	5,4'	11,5'	1,6 $^{\circ}$	36,7 $^{\circ}$	48
21	0,5	5,7'	11,9'	2,1 $^{\circ}$	36,6 $^{\circ}$	42
25	0,5	5,8'	13,8'	2,3 $^{\circ}$	36,2 $^{\circ}$	42
10	0,5	4,8'	11,2'	1,2 $^{\circ}$	36,0 $^{\circ}$	54
11	0,5	5,2'	12,2'	1,5 $^{\circ}$	36,3 $^{\circ}$	54
22	0,5	5,0'	10,8'	1,7 $^{\circ}$	36,7 $^{\circ}$	42
12	0,5	5,2'	10,7'	1,7 $^{\circ}$	36,5 $^{\circ}$	42
23	0,5	5,2'	12,0'	1,7 $^{\circ}$	36,0 $^{\circ}$	36
29	0,5	-	-	-	-	-
28	0,5	5,7'	13,6'	2,1 $^{\circ}$	36,7 $^{\circ}$	60
13	0,5	6,2'	12,3'	2,2 $^{\circ}$	37,2 $^{\circ}$	30
$\bar{x}$		5,42	11,95	1,81	36,49	45
$s\bar{x}$		0,134	0,34	0,11	0,12	2,86
s		0,423	1,07	0,35	0,37	9,06

Tab. 2

Die wichtigsten Meßgrößen bei einer Dentindicke von 0,5 mm.

$\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung, $s\bar{x}$ = Standardabweichung des Mittelwerts.

Zahn Nr.	Zeit in Min. bis z. Maxim.	Zeit in Min. b. Erreich. d. Ausgangstemp.	Temperat. Erhöhg. Max. in °C	Absolute Temp. in °C	Zeit des max. Plateaus in Sek.
8	6,2	14,0	1,2	35,3	66
02	6,3	13,9	1,6	35,0	60
6	6,3	14,7	0,9	34,3	90
30	6,3	13,2	1,0	35,8	60
2	6,3	15,0	1,3	35,7	78
1	6,5	15,6	1,3	35,5	72
7	6,0	16,0	2,3	37,8	60
24	6,1	13,5	1,7	37,3	60
26	6,2	15,1	2,1	35,0	54
4	-	-	-	-	-
17	6,2	15,5	2,3	35,2	66
$\bar{x}$	6,24	14,65	1,57	35,7	66,6
$\bar{s}_x$	0,043	0,30	0,164	0,34	3,4
s	0,134	0,953	0,518	1,07	10,75

Tab. 3

Die wichtigsten Meßgrößen bei einer
Dentindicke von 1 mm

22	3,8'	7,2'	7,1°	44,3°	
2	4,3'	7,9'	6,9°	42,9°	
01	4,5'	7,8'	6,4°	41,7°	
13	3,8'	7,0'	10,5°	48,0°	
23	4,1'	7,8'	8,0°	44,2°	
2	4,0'	6,0'	4,6°	40,5°	
7	4,2'	8,0'	7,8°	43,2°	
17	4,1'	6,8'	8,0°	44,9°	
$\bar{x}$	4,1	7,31	7,41	43,7	
$\bar{s}_x$	0,085	0,246	0,59	0,80	
s	0,24	0,70	1,68	2,26	

Tab. 4

Die wichtigsten Meßgrößen im Kunst-
stoff direkt gemessen.

Die graphische Darstellung der wichtigsten Temperaturwerte (Mittelwerte) in Abhängigkeit von der Zeit mit besonderer Berücksichtigung des "Plateaus" ist in der nachfolgenden Abb. 12 wiedergegeben.

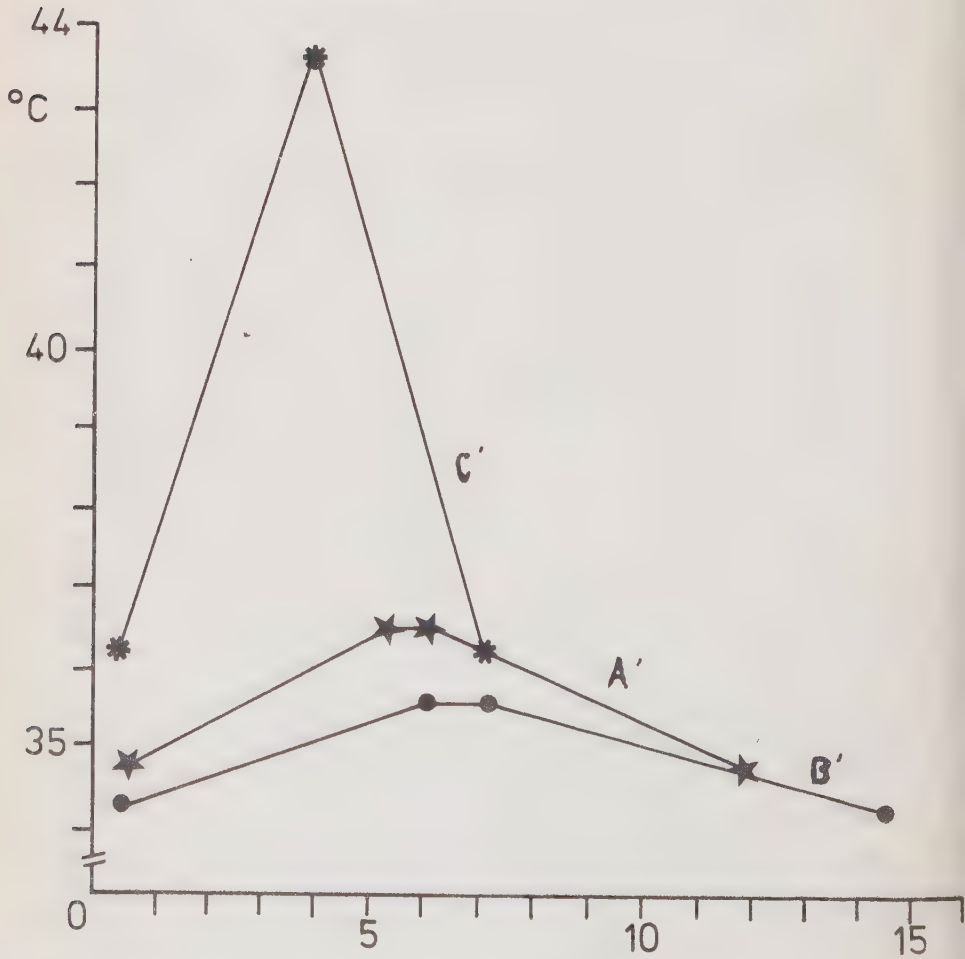


Abb. 12

Höhe und Dauer des Temperaturplateaus.

Bei näherer Betrachtung der Abb. 11 sehen wir zunächst einen annähernd gleichen Verlauf der Temperaturkurven A und B. Im Anfang verlaufen sie flach, um dann anzusteigen. Jedoch ist der Anstieg der Kurve A (Dentindicke 0,5 mm) zum Temperaturmaximum steiler als bei der Kurve B (Dentindicke 1 mm). Der Temperaturhöhepunkt wird bei A früher erreicht und liegt außerdem höher. Dem steilen Anstieg folgt bei beiden ein etwas flacheres Absinken bis zum Erreichen der Ausgangswerte, die bei einer Dentindicke von 1 mm (Kurve B) durch die isolierende Wirkung des Dentins erst später erreicht werden. Die Messung im Kunststoff am Kavitätenboden (Kurve C) zeigt das Fehlen der anfänglich gleichbleibenden Temperatur, stattdessen haben wir einen sofortigen steilen Anstieg bis zum Maximalwert, der im Gegensatz zu A und B in einer Spitze endet, um dann sofort wieder steil abzufallen. Die Ausgangstemperatur wird früher erreicht, was durch das Fehlen der isolierenden Dentinschicht erklärt ist.

Klinisch wichtigere Aussagen erhalten wir bei der Betrachtung der Abb. 11, sowie der dazu gehörigen Tabellen 2, 3, und 4, wo auf die Meßgrößen näher eingegangen wird.

Den Praktiker interessiert vor allem, wie hoch die maximale Temperaturerhöhung ist. Sie beträgt im Kunststoff selbst $7,3^{\circ}\text{C}$ durchschnittlich, wobei die Temperaturen am Kavitätenboden bis auf $43,7^{\circ}\text{C}$ ansteigen.

Wesentlich geringere Werte erhalten wir im Pulpakavum, das in dem einen Falle durch 1 mm, im anderen durch 0,5 mm Dentin vom Kunststoff getrennt war. Wie erwartet, lagen die Werte bei 1 mm Dentindicke mit etwa $1,6^{\circ}\text{C}$ im Mittelwert unter denen, die bei 0,5 mm Dentindicke gemessen wurden. Mit $1,8^{\circ}\text{C}$ Temperaturerhöhung auf $36,5^{\circ}\text{C}$ liegt aber auch diese Temperatur durchaus in einem für die Pulpa verträglichen Bereich. Anders ausgedrückt: Eine Pulpenschädigung ist nicht zu erwarten.

Wie aus Abb. 12 zu entnehmen ist, stellt sich das Temperaturmaximum in einem Plateau gleichmäßiger Wärme dar. Bei der dünneren Dentinschicht von 0,5 mm (Kurve A') dauerte es im Mittel 45 Sekunden an, während es bei einer Dicke von 1 mm (Kurve B') zu einer Plateaulänge von 67 Sekunden kam. Das Maximum der Kurve B' war zwar nicht so hoch, doch dauerte es länger an. Die Messungen der Temperaturerhöhung im Kunststoff selbst ergaben Werte bis 48°C , wobei das in den Kurven A' und B' abgebildete Plateau nicht mehr auftrat, sondern sich in eine Temperaturspitze abwandelte.

In nahezu 4 Minuten wurde das Temperaturmaximum erreicht, als die Sonde nicht im Pulpakavum sondern im Kunststoff lag. Je weiter sie entfernt war, bzw. durch Dentin getrennt lag, desto flacher und länger war der Anstieg, der bei 0,5 mm schützendem Dentin 5,4 Minuten und bei 1,0 mm Dentin sogar 6,2 Minuten andauerte.

Mit durchschnittlich **14,6** Minuten erreicht die Kurve B' (1 mm Dentin) in fast der doppelten Zeit als die Kurve C' (direkt im Kunststoff gemessen) den Ausgangswert, was gleichbedeutend ist mit dem Ende des Abbindevorgangs. Gleich 2 Minuten weniger sind es bei einer Dentinschicht von 0,5 mm. Mit 12 Minuten bis zum Erreichen der Ausgangstemperatur zeigt sich auch hier, daß je dünner die Dentinschicht ist, desto mehr gleicht sich die Kurve der direkten Abbindekurve an, sie verkürzt sich, die Werte steigen an. Ist die Dentinschicht dicker, nimmt folglich die maximale Temperatur ab. Die Plateauwerte verlängern sich ebenso, wie sich der gesamte Ablauf verlängert, was sich durch die langsame Aufnahme der Wärme durch das Dentin und die dann erfolgende Abgabe an die Umgebung erklärt.

Zwischen den 3 Gruppen: Dentinschicht 1 mm, Dentinschicht 0,5 mm und der Kontrollgruppe wurden die Mittelwerte der wichtigsten Meßgrößen statistisch mit Hilfe der einfachen Varianzanalyse auf Gleichheit geprüft. Die Nullhypothese lautet: Die Mittelwerte der 3 Gruppen unterscheiden sich nicht. Die Ergebnisse der Varianzanalyse, d.h. die F-Werte und ihre Signifikanz, sind in nachfolgender Tabelle wiedergegeben. Sie sind für die betreffenden Meßgrößen hochsignifikant.

Meßgröße	F-Wert	Signifikanz
Zeit bis zum Temperaturmaximum	117,34	++
Zeit bis zum Errei- chen der Ausgangs- temperatur	137,99	++
Temperatur- differenz	100,98	++
Absolute max. Temperatur	88,61	++
Länge des max. Plateaus	4,86	++

Tab. 5

Ergebnisse der einfachen
Varianzanalyse für die aus Tab. 2 - 4,
wobei

$$F_{\text{tab}}(5\%; 2, 25) = 3,38$$

$$F_{\text{tab}}(1\%; 2, 25) = 5,57$$

$$t_{\text{tab}}(5\%; 18) = 3,21$$

$$t_{\text{tab}}(1\%; 18) = 2,88$$

Da für die Meßgrößen Zeitdauer des Plateaus
maximaler Temperatur keine entsprechenden
Werte bei der Kontrollreihe vorlagen (es bildete
sich dort kein Plateau), erfolgte die Prüfung der
Mittelwerte der beiden Gruppen: 1 mm Dentindicke
und 0,5 mm Dentindicke mit dem T-Test,

Anschließend an die Varianzanalyse wurden orthogonale Kontraste zwischen den 3 Versuchsreihen gebildet und unter Verwendung des Scheffé-Tests auf Signifikanz geprüft. (Tab. 6)

Differenzen Kontraste	Zeit bis zur maximalen Temperatur		Zeit bis Er- reichen der Ausgangstemp.		Temperatur- differenz		Absolute maximale Temperatur	
Dentindicke 0,5 mm - Dentindicke 1 mm	0,82	**	- 2,7	**	0,24	-	0,80	-
Dentindicke 0,5 mm - im Kunst- stoff selbst	1,52	**	4,64	**	5,60	**	7,22	**
Dentindicke 1 mm - im Kunst- stoff selbst	2,14	**	7,34	**	5,84	**	8,02	**
Scheffé Test								
S ($\alpha = 5\%$)	0,445		1,409		1,45		2,07	
S ($\alpha = 1\%$)	0,571		1,810		1,86		2,66	

** =

*signifikant auf dem 1% Niveau der
Irrtumswahrscheinlichkeit*

Tab. 6

Prüfung der Kontraste auf Signi-
fikanz durch den Scheffé-Test.

C. ZUSAMMENFASSUNG

Der von der Firma Kulzer & Co., Bad Homburg, entwickelte Kunststoff PALAKAV, ein Füllungs-
material auf Polymethacrylatbasis, wurde auf
seine beim Abbindevorgang auftretende Reaktions-
wärme hin untersucht.

Die Messungen wurden mittels eines Thermoelements,
das im Pulpenkavum unter einer genormten Kavität
lag, vorgenommen. Durch einen Kompensations-
schreiber wurden die Werte der drei Versuchsreihen:
0,5 mm Dentindicke, 1 mm Dentindicke und direkte
Messung im Kunststoff, aufgezeichnet. Bei allen
Versuchen wurde das Füllungsmaterial PALAKAV
in genormter Kapselform verwendet; außerdem
wurde versucht, die Mundverhältnisse nachzuvoll-
ziehen.

Es zeigte sich, daß der größte Temperaturwert,
der im Pulpenkavum gemessen wurde, bei $2,3^{\circ}\text{C}$
lag. Die Durchschnittswerte bei einer Dentindicke
von 0,5 mm lagen bei $1,8^{\circ}\text{C}$, während die Tem-
peraturerhöhung bei 1 mm Dentindicke nur etwa
 $1,5^{\circ}\text{C}$ betrug. Demgegenüber stiegen die Werte
am Kavitätenboden um ungefähr $7,4^{\circ}\text{C}$ auf 43°C
an.

Durch die geringe Wärmeleitfähigkeit des Dentins
wird die Pulpa so abgeschirmt, daß bei diesen Wer-
ten eine Pulpenschädigung durch erhöhte Tempe-
ratur nicht zu erwarten ist.

Betrachtet man die Zeit bis zum Erreichen der Ausgangswerte, was gleichzeitig das Ende des Abbindevorgangs bedeutet, so fällt auf, daß sich dieser Vorgang zeitlich bis auf das Doppelte verlängert, wenn die Dentinschicht zwischen Kunststoff und Pulpenkavum 1 mm beträgt, was ebenfalls auf der geringen Leitfähigkeit des Dentins beruht.

Abschließend muß gesagt werden, daß durch die beim Abbinden entstehende Reaktionswärme kaum Schädigungen der Pulpa auftreten können.

Bei trotzdem auftretenden Reaktionen sollte man das Augenmerk eher auf eine mögliche chemische Schädigung oder eine Irritation der Pulpa - hervorgerufen durch das Bohren der Kavität - richten.

Min.	ANHANG														
Zahn-Nr.	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	6,5	7,0	7,5
01	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,2	5,3	6,0	6,2	6,7	6,7	6,4	6,2	5,9
21	4,5	4,5	4,5	4,5	4,6	4,6	4,7	4,8	5,1	5,7	6,1	6,4	6,4	5,9	5,6
25	4,9	4,9	4,9	5,0	5,2	5,3	5,4	5,6	5,8	6,2	6,7	7,2	7,2	6,7	6,5
10	4,8	4,8	4,8	4,8	4,8	4,8	5,0	5,4	5,8	6,0	6,0	5,8	5,5	5,4	5,3
11	4,8	4,8	4,8	4,9	4,9	5,0	5,2	5,6	6,0	6,2	6,3	6,3	6,0	5,9	5,7
22	5,0	5,0	5,0	5,2	5,3	5,5	5,6	5,8	6,4	6,7	6,7	6,5	6,2	6,0	5,8
12	4,8	4,8	4,8	4,8	4,9	5,0	5,2	5,5	6,2	6,4	6,5	6,5	6,1	5,8	5,7
23	4,3	4,3	4,3	4,5	4,5	4,5	4,6	5,0	5,6	5,8	6,0	6,0	5,5	5,3	5,1
28	4,6	4,6	4,6	4,6	4,7	4,8	4,9	5,1	5,4	5,8	6,4	6,7	6,7	6,4	5,8
13	5,0	5,0	5,0	5,1	5,1	5,3	5,5	5,6	6,1	6,8	7,0	7,2	7,0	6,7	6,4
$\bar{x}$	4,8	4,8	4,8	4,9	4,9	5,0	5,1	5,4	5,8	6,2	6,5	6,5	6,3	6,0	5,8
s	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,4	0,3	0,3	0,4	0,4	0,3	0,5	0,6	0,5	0,4

Min.										
Zahn-Nr.	8,0	8,5	9,0	9,5	10,0	10,5	11,0	11,5	12,0	
01	5,7	5,7	5,6	5,6	5,4	5,3	5,2	5,1		
21	5,3	5,2	5,0	4,8	4,7	4,6	4,6	4,5		
25	6,2	6,0	5,9	5,6	5,4	5,3	5,2	5,2	5,1	
10	5,1	5,1	5,0	4,9	4,9	4,9	4,8			
11	5,6	5,4	5,3	5,2	5,1	5,1	5,0	5,0	4,9	
22	5,8	5,5	5,4	5,3	5,2	5,1	5,0			
12	5,5	5,3	5,2	5,1	5,0	4,9	4,8			
23	5,0	4,9	4,8	4,7	4,6	4,6	4,5	4,4	4,3	
28	5,7	5,6	5,5	5,3	5,2	5,2	5,1	5,0	4,9	
13	6,0	5,8	5,7	5,6	5,4	5,3	5,2	5,1	5,1	
$\bar{x}$	5,6	5,5	5,3	5,2	5,1	5,0	4,9	4,9	4,8	
s	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	

alle Werte außer s-Werte sind über 30°,
z.B. 4,8 = 34,8°

Min.

Zahn
Nr.

	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	6,5	7,0	7,5
8	4,1	4,1	4,1	4,2	4,2	4,2	4,2	4,3	4,5	4,8	5,0	5,1	5,3	5,3	5,2
02	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,5	3,6	4,0	4,3	4,7	4,9	5,0	5,0	4,9
6	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,5	3,5	3,7	3,9	4,1	4,3	4,3	4,3
30	4,8	4,7	4,7	4,7	4,7	4,7	4,7	4,7	4,9	5,2	5,6	5,7	5,8	5,8	5,7
2	4,4	4,4	4,4	4,5	4,5	4,6	4,9	5,1	5,2	5,4	5,5	5,6	5,7	5,7	5,7
1	4,1	4,1	4,1	4,1	4,1	4,1	4,1	4,1	4,2	4,4	4,7	5,2	5,5	5,5	5,5
7	5,5	5,5	5,6	5,7	5,8	6,0	6,2	6,4	6,7	7,0	7,2	7,3	7,3	7,2	7,2
24	5,6	5,6	5,6	5,6	5,7	5,8	5,9	6,0	6,3	6,7	7,5	7,8	7,8	7,4	7,2
26	2,9	2,9	2,9	3,0	3,2	3,3	3,4	3,6	3,8	4,1	4,6	4,8	5,0	5,1	5,2
17	2,9	2,9	3,0	3,1	3,3	3,6	3,9	4,1	4,6	4,8	5,0	5,1	5,2	5,2	5,0
$\bar{x}$	4,1	4,1	4,1	4,2	4,2	4,3	4,4	4,6	4,8	5,1	5,4	5,6	5,7	5,7	5,6
s	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,0	1,0

Min.

Zahn
Nr.

	8,0	8,5	9,0	9,5	10,0	10,5	11,0	11,5	12,0	12,5	13,0	13,5	14,0	14,5
8	4,9	4,8	4,8	4,7	4,7	4,6	4,6	4,5	4,4	4,4	4,4	4,3	4,2	4,1
02	4,8	4,6	4,5	4,5	4,4	4,2	4,0	3,8	3,7	3,6	3,6	3,5	3,5	3,4
6	4,1	4,0	4,0	3,9	3,9	3,8	3,7	3,6	3,6	3,6	3,5	3,5	3,5	3,5
30	5,6	5,5	5,5	5,4	5,4	5,3	5,3	5,2	5,2	5,2	5,0	4,9	4,8	
2	5,6	5,6	5,5	5,5	5,4	5,4	5,4	5,3	5,2	5,0	4,8	4,8	4,6	4,5
1	5,3	5,3	5,2	5,1	5,1	5,0	5,0	4,9	4,9	4,9	4,8	4,7	4,6	4,5
7	7,1	7,0	6,9	6,7	6,6	6,5	6,4	6,3	6,2	6,1	6,0	5,9	5,8	5,7
24	7,1	6,8	6,7	6,5	6,4	6,2	6,1	6,0	5,8	5,7	5,7	5,6		
26	4,8	4,5	4,3	4,2	4,0	3,9	3,8	3,6	3,5	3,4	3,3	3,2	3,1	3,1
17	4,6	4,3	4,2	4,0	3,8	3,7	3,6	3,5	3,4	3,3	3,2	3,2	3,1	3,0
$\bar{x}$	5,4	5,3	5,2	5,1	5,0	4,9	4,8	4,7	4,6	4,5	4,4	4,4	4,0	4,0
s	1,1	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0

alle Werte außer s-Werte sind über 30° , z.B. $4,0 = 34,0^{\circ}$

Min.									
Zahn-Nr.		0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0
22		38,5	39,5	40,0	40,5	41,2	42,1	43,7	43,3
2		36,0	37,1	37,5	38,2	38,8	40,6	41,9	42,5
01		35,6	36,4	36,5	37,0	38,1	39,7	40,3	41,2
13		38,8	39,7	41,5	43,0	44,2	46,6	47,6	46,3
23		36,1	37,2	38,2	39,6	40,0	42,2	43,6	44,2
20		36,6	36,9	37,3	38,6	39,6	40,0	40,4	40,5
7		36,0	36,3	37,0	37,4	38,1	40,0	41,6	43,0
17		35,9	36,4	36,5	36,9	38,3	39,9	41,3	44,2
$\bar{x}$		36,7	37,4	38,1	38,9	39,9	41,4	42,6	43,1
s		1,2	1,4	1,8	1,8	2,0	2,1	2,3	2,4

Min.								
Zahn-Nr.		4,5	5,0	5,5	6,0	6,5	7,0	7,5
22		41,5	40,1	39,2	38,0	38,6	38,4	37,2
2		42,2	42,0	38,9	38,1	37,0	36,8	36,3
01		41,7	40,2	38,7	37,4	36,6	36,3	25,6
13		43,7	42,8	41,2	40,0	38,2	37,5	
23		42,4	40,8	38,9	38,1	37,5	36,9	36,5
20		38,9	37,6	36,4	35,9			
7		42,1	40,3	38,4	37,8	37,1	36,5	36,0
17		43,8	40,2	38,7	36,9	36,5	35,9	
$\bar{x}$		42,0	40,5	38,7	37,8	37,4	36,9	36,3
s		1,5	1,5	1,3	1,1	0,8	0,9	0,6

SCHRIFTTUM

1. a b c Chemie
Harri Deutsch Verlag
Frankfurt 1965
2. Bernier, K. und M.J. Knapp:
A new pulpal Response
to High speed Dental Instruments
Oral Surg 9 (1958) 725
3. Fischer, C.-H., G. Knolle
und A. Tan:
Zur klinischen Kontrolle
von einem neuen Kunst-
stoff-Füllungsmaterial
Dtsch. zahnärztl. Z. 23
(1969) 251
4. Fischer, C.-H., M. Straßburg
und G. Knolle:
Möglichkeiten und Erfah-
rungen in der Füllungs-
therapie mit einem haft-
fähigen Kunststoff
Zahnärztl. Welt 5 (1970) 79
5. Fuhr, K.:
Klinisch experimentelle
Untersuchungen zur Behand-
lung der Zahnhartsubstanzen
unter Berücksichtigung der
Pulpenveränderungen und der
Periodontalreaktionen
Med. Habil. Schr. Mainz 1965
6. Gräf, W.:
Thermische Belastung der
Zähne beim Verzehr extrem
heißer und kalter Speisen
Dtsch. zahnärztl. Z. 15
(1960) 30
7. Hensel, H. und G. Mann:
Temperaturschmerz und
Wärmeleitung im menschlichen
Zahn.
Stoma 9 (1956) 76
8. Hermann, D. und J. Viöl:
Klinische Untersuchungen
mit einem neuen Kunst-
stofffüllungsmaterial
Dtsch. zahnärztl. Z. 23
(1968) 218

9. Hofmann, M.:
Die Temperaturentwicklung
im Pulpenkavum beim Be-
schleifen der Zähne
Dtsch. zahnärztl. Z. 14
(1959) 472
10. Houwink, R.:
Chemische und physika-
lische Grundlagen, sowie
Prüfungsmethoden Chemie
und Technologie der Kunst-
stoffe
Bd. 1, 3. Aufl.
Leipzig 1954
11. Joens, W. H.:
Betrieb elektrischer, wärme-
technischer Einrichtungen.
Düsseldorf 1970
12. Körber, H. H.:
Über die Hitzeentwicklung
der Autopolymerisate
Zahnärztl. Praxis 12
(1961) 136
13. Lefkowitz, W. u. M.:
Pulp response to Cavity
Preparation
J. prosth. Dent. 2 (1958) 56
14. Marquard, E. C.:
Experimentelle Untersu-
chungen über verschiedene
Eigenschaften einiger plasti-
scher Füllmaterialien.
Med. Diss. Saarbrücken 1972
15. Masuhara, E.:
Über die Chemie eines neuen
haftfähigen Kunststoffüllungs-
materials.
Dtsch. zahnärztl. Z. 24
(1969) 620
16. Pantke, H.:
Die Füllungen mit Autopoly-
merisaten
Dtsch. zahnärztl. Wchschr.
45 (1942) 479

17. Rheder, H.:
Über chronische Brühstomatitis.
Dtsch. zahnärztl. Wchschr. 45
(1942) 479
18. Rheder, H.:
Abgebrühtsein und chronische
Brühgastritis
Münch. med. Wchschr. 89
(1949) 911
19. Richter, J. und J. Stüben:
Ein Beitrag zur Temperatur-
messung im Zahn mit experi-
mentellen Untersuchungen über
die Temperaturleitfähigkeit
der Zahnhartsubstanz sowie
verschiedene zahnärztl.
Zemente und Kunststoffe.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17
(1962) 947
20. Schubert, L.:
Temperaturmessungen im Zahn
während des Schleif- und Bohr-
vorganges mittels des Licht-
strichgalvanometers.
Zahnärztl. Welt 58
(1957) 443
21. Spreter von Kreudenstein, Th.:
Kariestherapie mit schnell-
härtenden Kunststoffen
Zahnheilkunde in Einzeldar-
stellungen
9 (1952) 41
22. Stüben, J.:
Grundlagen der Temperatur-
messungen im Zahn
Dtsch. zahnärztl. Z. 16
(1961) 314
23. Stüben, J.:
Experimentelle Untersu-
chungen über die Wärmeleit-
fähigkeit der Zahnhart-
substanzen wie verschie-
dener zahnärztlicher Werk-
stoffe.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17
(1962) 947

24. Stüben, J. und B. Koeck: Werkstoffkundliche Untersuchungen über einige Eigenschaften des neuen Kunststofffüllungsmaterials Palakav. Dtsch. zahnärztl. Z. 25 (1970) 538
25. Swerdlow, H. und H.R. Stanley: Reaction of the Human Dental Pulp to Cavity Preparation. J. Amer. Dent. Ass. 56 (1958) 317
26. Tan, A.: Die klinische Kontrolle von Zahnfüllungen aus einem neuen Kunststofffüllungsmaterial. Med. Diss. Düsseldorf 1968
27. Wolcott, R.B., G.C. Pfaffenberger und I.L. Schoonover: Direct resinous filling materials, temperature rise during polymerization. J. Amer. dent. Ass. 42 (1951) 253

LEBENS LAUF

Ich, Hans Gerd Basting, wurde am 9. August 1947 im Westerwald als 2. Sohn des prakt. Arztes Dr. med. Ludwig Basting und seiner Ehefrau Lieselotte, geb. Beinhauer, geboren.

Nach 4 Volksschuljahren in Bad Marienberg besuchte ich ab Ostern 1958 die Städtische Realschule Marienberg. Im März 1961 wechselte ich in die Quarta des Staatlichen Neusprachlichen Gymnasiums Altenkirchen über, wo ich im Herbst 1966 meine Reifeprüfung ablegte. Im Wintersemester 1966 schrieb ich mich in der Naturwissenschaftlichen Fakultät der Johannes Gutenberg - Universität in Mainz ein. Die Umschreibung erfolgte im Sommersemester 1967. Meine Naturwissenschaftliche Vorprüfung legte ich im Oktober 1967, meine Zahnärztliche Vorprüfung im April 1969 ab. Nach insgesamt 10 Semestern bestand ich dann vor dem Prüfungsausschuß in Mainz am 7. Dezember 1971 die Zahnärztliche Prüfung mit dem Gesamtergebnis "gut". Seit dem 1. April 1972 bin ich als Verwalter einer wissenschaftlichen Assistentenstelle in der Konservierenden Abteilung der Zahn-, Mund- und Kieferklinik in Mainz, Leiter Prof. Dr. Dr. W. Ketterl, tätig.

Zum Schluß sei es mir gestattet,
Herrn Prof. Dr. Dr. W. Ketterl
für die Überlassung des Themas
und die Unterstützung bei der Be-
arbeitung desselben höflichst
zu danken.

